

DEVICE FOR PERFORMING OPTIC COHERENT TOMOGRAPHY, OPTIC FIBER SCANNING DEVICE AND METHOD FOR DIAGNOSING BIOLOGICAL TISSUE IN VIVO

Publication number: RU2148378

Publication date: 2000-05-10

Inventor: GELIKONOV V M; GELIKONOV G V; GLADKOVA N D; SERGEEV A M; SHAKHOVA N M; FEL DSHTEN F I

Applicant: GELIKONOV VALENTIN MIKHAILOVICH; GELIKONOV GRIGORI VALENTINOV; GLADKOVA NATAL JA DOROFEEVNA; SERGEEV ALEKSANDR MIKHAILOVICH; SHAKHOVA NATAL JA MIKHAILOVNA; FEL DSHTEN FELIKS ISAAKOVICH

Classification:

- international: G01N21/17; A61B1/005; A61B5/00; A61B6/08; A61B10/00; G01B9/02; G01B9/04; G02B26/10; G01N21/17; A61B1/005; A61B5/00; A61B6/08; A61B10/00; G01B9/02; G01B9/04; G02B26/10; (IPC1-7): A61B6/08; G01B9/02; G02B26/10
- European: A61B1/005; A61B5/00P4; G01B9/02; G01B9/04; G02B26/10

Application number: RU19980104238 19980306

Priority number(s): RU19980104238 19980306

Also published as:

EP1077360 (A1)
WO9945338 (A1)
US608084 (B1)
CA2323732 (A1)

[Report a data error here](#)

Abstract of RU2148378

FIELD: medical engineering. SUBSTANCE: device has small size optic fiber probe placed in distal end of instrumental endoscope or boroscope canal. A part of measuring arm of optic fiber interferometer is flexible to enable its introduction into the mentioned canals. The optic fiber scanning device has fixed and movable parts, having power line made of at least one wire coil enveloping permanent magnet. Diagnosis is made by examining basal membrane state of the tissue under examination. EFFECT: noninvasive method; enhanced effectiveness in diagnosing state of biological tissue covering internal organ surface; high spatial resolution. 44 cl, 8 dwg

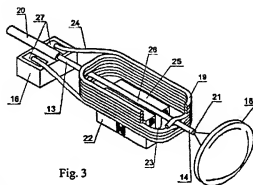


Fig. 3

Data supplied from the [esp@cenet](#) database - Worldwide



(19) RU⁽¹¹⁾ 2 148 378⁽¹³⁾ C1

(51) МПК⁷ A 61 B 6/08, G 01 B 9/02, G 02 B 26/10

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 98104238/14, 06.03.1998

(24) Дата начала действия патента: 06.03.1998

(46) Дата публикации: 10.05.2000

(56) Ссылки: US 5321501 A, 1994. US 3941927 A, 1976. RU 2100787 C1, 1997.

(98) Адрес для переписки:
603062, г. Нижний Новгород, ул. Горная 24,
кв. 24, Луговой Б.Д.

(71) Заявитель:

Геликонов Валентин Михайлович,
Геликонов Григорий Валентинович,
Гладкова Наталья Доросеевна,
Сергеев Александр Михайлович,
Шахова Наталья Михайловна

(72) Изобретатель: Геликонов В.М.,
Геликонов Г.В., Гладкова Н.Д., Сергеев
А.М., Шахова Н.М., Фельдштейн Ф.И.

(73) Патентообладатель:

Геликонов Валентин Михайлович,
Геликонов Григорий Валентинович,
Гладкова Наталья Доросеевна,
Сергеев Александр Михайлович,
Шахова Наталья Михайловна

(71) Заявитель (прод.):
Фельдштейн Феликс Исаакович

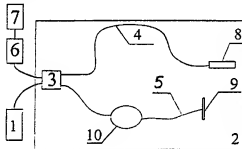
(73) Патентообладатель (прод.):
Фельдштейн Феликс Исаакович

(54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ, ОПТОВОЛОКОННОЕ
СКАНИРУЮЩЕЕ УСТРОЙСТВО И СПОСОБ ДИАГНОСТИКИ БИОТКАНИ IN VIVO

(57) Реферат:

Изобретение используется для диагностики поверхностных полостей и внутренних органов человека in vivo, а также для технической диагностики труднодоступных полостей объектов техники. Это обеспечивается созданием миниатюрного оптоволоконного зонда, выполненного с возможностью размещения его в дистальном конце инструментального канала эндоскопа или бороскопа, при этом часть измерительного плеча оптоволоконного интерферометра выполнена гибкой с возможностью введения ее в указанные каналы. Оптоволоконное сканирующее устройство содержит стационарную и подвижную части, последняя включает токопровод из по меньшей мере одного витка провода, охватывающего постоянный магнит. Диагностику проводят по состоянию базальной мембраны исследуемой биоткани. Осуществление диагностики биоткани in vivo по состоянию базальной мембраны в соответствии с разработанным способом позволяет осуществлять раннюю независимую диагностику патологий

биоткани. Использование для реализации способа разработанного оптоволоконного зонда позволяет диагностировать состояние биоткани, устилающей поверхность внутренних органов пациента, путем размещения оптоволоконного зонда в инструментальном канале эндоскопа. Использование для реализации способа низкокогерентного оптического излучения обеспечивает высокое пространственное разрешение по глубине. 3 с. и 41 з.п. ф-лы, 8 ил.



Фиг. 1



(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 148 378** ⁽¹³⁾ **C1**
(51) Int. Cl.⁷ **A 61 B 6/08, G 01 B 9/02, G 02 B 26/10**

RUSSIAN AGENCY
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21), (22) Application: 98104238/14, 06.03.1998
(24) Effective date for property rights: 06.03.1998
(46) Date of publication: 10.05.2000
(98) Mail address:
603062, g.Nizhnij Novgorod, ul. Gornaja 24,
kv.24, Luginoj B.D.

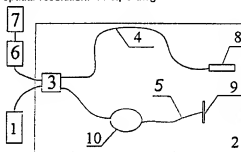
(71) Applicant:
Gelikonov Valentin Mikhajlovich,
Gelikonov Grigorij Valentinovich,
Gladkova Natal'ja Dorofeevna,
Sergeev Aleksandr Mikhajlovich,
Shakhova Natal'ja Mikhajlovna
(72) Inventor: Gelikonov V.M.,
Gelikonov G.V., Gladkova N.D., Sergeev
A.M., Shakhova N.M., Fel'dshtejn F.I.
(73) Proprietor:
Gelikonov Valentin Mikhajlovich,
Gelikonov Grigorij Valentinovich,
Gladkova Natal'ja Dorofeevna,
Sergeev Aleksandr Mikhajlovich,
Shakhova Natal'ja Mikhajlovna

(71) Applicant (cont.):
Fel'dshtejn Feliks Isaakovich
(73) Proprietor (cont.):
Fel'dshtejn Feliks Isaakovich

(54) **DEVICE FOR PERFORMING OPTIC COHERENT TOMOGRAPHY, OPTIC FIBER SCANNING DEVICE AND METHOD FOR DIAGNOSING BIOLOGICAL TISSUE IN VIVO**

(57) Abstract:
FIELD: medical engineering. SUBSTANCE:
device has small size optic fiber probe
placed in distal end of instrumental
endoscope or boroscope canal. A part of
measuring arm of optic fiber interferometer
is flexible to enable its introduction into
the mentioned canals. The optic fiber
scanning device has fixed and movable parts,
having power line made of at least one wire
coil enveloping permanent magnet. Diagnosis
is made by examining basal membrane state of
the tissue under examination. EFFECT:
noninvasive method; enhanced effectiveness
in diagnosing state of biological tissue
covering internal organ surface; high

spatial resolution. 44 cl, 8 dwg



Фиг. 1

RU 2 148 378 C1

RU 2 148 378 C1

Изобретение относится к технической физике, в частности к исследованиям внутренней структуры объектов оптическими средствами, и может быть использовано в медицинской диагностике состояния отдельных органов и систем человека *in vivo*, а также в технической диагностике, например, для контроля технологических процессов.

В последние годы резко возрос интерес исследователей к оптической когерентной томографии рассеивающих сред, в частности биологических тканей. Устройства для оптической когерентной томографии достаточно хорошо известны и представляют собой источник низкокогерентного оптического излучения и оптический интерферометр, выполненный, как правило, в виде оптоволоконного интерферометра Майкельсона либо оптоволоконного интерферометра Маха-Цендера.

Например, известное по X.Clivaz et al, "High resolution reflectometry in biological tissues", OPTICS LETTERS/Vol. 17, N 1/January 1, 1992, устройство для оптической когерентной томографии содержит источник низкокогерентного оптического излучения и оптоволоконный интерферометр Майкельсона, включающий оптически связанные светорасщепитель, а также оптоволоконные измерительное и опорное плечи. Измерительное плечо включает оптоволоконный пьезоэлектрический модулятор фазы и снабжено на конце оптическим зондом, а на конце опорного плеча установлено референтное зеркало, соединенное с механическим сканером, который осуществляет пошаговое изменение оптической длины этого плеча в весьма широких пределах (не менее чем на несколько десятков рабочих длин волн источника низкокогерентного оптического излучения), что, в свою очередь, обеспечивает получение информации о микроструктуре объекта с различных его глубин. Включение пьезоэлектрического модулятора фазы в плечо интерферометра позволяет реализовать синхронный прием информативного сигнала и обеспечить тем самым достаточно высокую чувствительность измерений.

В статье J. A. Izatt, J.G.Fujimoto et al. Micron-resolution Biomedical Imaging with optical coherence tomography, Optics & Photonic News, October 1993, Vol. 4, N 10, p. 14-19 описано устройство для оптической когерентной томографии, включающее источник низкокогерентного оптического излучения и оптоволоконный интерферометр, выполненный в виде интерферометра Майкельсона и содержащий светорасщепитель, измерительное плечо, снабженное на конце измерительным зондом, и опорное плечо, на конце которого с возможностью перемещения с постоянной скоростью установлено референтное зеркало, соединенное со сканером. Устройство позволяет осуществить сканирование разности оптических длин измерительного и опорного плеч, причем при приеме информативного сигнала используется доплеровский сдвиг частоты сигнала в опорном плече, обусловленный перемещением с постоянной скоростью референтного зеркала.

По заявке Р Ф N 95102921/25 (решение о

выдаче патента от 19.02.97 г.) известно устройство для оптической когерентной томографии, содержащее источник низкокогерентного оптического излучения и оптоволоконный интерферометр, включающий оптически связанные светорасщепитель, оптоволоконные измерительное и опорное плечи. По меньшей мере одно из плеч содержит оптоволоконный пьезоэлектрический сканер, который обеспечивает изменение оптической длины соответствующего плеча по меньшей мере на несколько десятков рабочих длин волн источника оптического излучения, что позволяет получить информацию о микроструктуре исследуемой среды с различных ее глубин. Поскольку пьезоэлектрический сканер является малоинерционным элементом, это устройство может быть использовано для исследования сред, для которых характерное время изменения характеристик или положения относительно оптического зонда весьма мало (порядка секунды).

Общим недостатком указанных выше устройств, как и других известных устройств этого типа, является то, что исследования объектов в направлении, приблизительно перпендикулярном направлению оптического излучения, обеспечиваются путем соответствующего перемещения исследуемого объекта, либо путем сканирования пучка оптического излучения с помощью громоздких сканирующих устройств, входящих в состав гальванометрических зондов. Это не позволяет использовать их для медицинской диагностики состояния полостей и внутренних органов человека *in vivo*, а также в технической диагностике труднодоступных полостей. (Далее устройство, обеспечивающее сканирование пучка оптического излучения в направлении, приблизительно перпендикулярном направлению оптического излучения, называется "сканирующим устройством" в отличие от устройства, обеспечивающего сканирование разности оптических длин плеч интерферометра, которое называется далее "сканером").

По пат. США N 5383467, 1995 известно устройство для оптической когерентной томографии, включающее источник низкокогерентного оптического излучения и оптический интерферометр, выполненный в виде интерферометра Майкельсона и содержащий светорасщепитель, измерительное плечо, снабженное на конце оптоволоконным измерительным зондом, и опорное плечо, на конце которого установлено референтное зеркало, соединенное со сканером, обеспечивающим перемещение референтного зеркала с постоянной скоростью. Оптоволоконный зонд представляет собой катетер и содержит одномодовое оптическое волокно, размещенное внутри полой металлической трубки, на дистальном конце которой расположена линзовая система и выходное окно зонда. Устройство содержит также сканирующее устройство, размещенное в оптоволоконном зонде, которое обеспечивает угловое и/или линейное сканирование пучка оптического излучения в выходном окне оптоволоконного зонда. Однако несмотря на то, что геометрия зонда позволяет размещать

его внутри различных полостей живого организма и объектов техники, наличие внешнего по отношению к оптоволоконному зонду сканирующего устройства, а также реализованное в устройстве сканирование разности оптических длин измерительного и опорного плеч с помощью механического перемещения референтного зеркала существенно ограничивает возможность использования устройства для диагностики поверхности полостей и внутренних органов человека in vivo, а также в технической диагностике труднодоступных полостей.

По пат. США N 55821721, 1996 известно устройство для оптической когерентной томографии, включающее источник низкокогерентного оптического излучения и оптоволоконный интерферометр, выполненный в виде интерферометра Маха-Цендера, содержащий оптоволоконные измерительное и опорное плечи и два светорасщепителя. Опорное плечо содержит устройство для изменения оптической длины этого плеча, представляющее собой референтное зеркало со спиральной отражающей поверхностью, установленное с возможностью вращения и соединенное с механизмом для приведения его во вращение. Измерительное плечо снабжено оптоволоконным зондом, содержащим протяженный металлический корпус цилиндрической формы, имеющим сквозное продольное отверстие, в котором размещено оптическое волокно. В дистальном конце зонда размещено сканирующее устройство, включающее линзовую систему, зеркало, установленное с возможностью вращения, и микромотор для вращения зеркала, а выходное окно зонда расположено в боковой стенке корпуса. Устройство обеспечивает получение изображения стенок тонких сосудов, однако не позволяет осуществлять диагностику поверхности полостей и внутренних органов человека, а также техническую диагностику труднодоступных полостей, имеющих большую площадь.

Ближайшим аналогом разработанного устройства для оптической когерентной томографии является устройство, известное по пат. США N 5321501, 1994 г. Устройство содержит оптически связанные источник низкокогерентного оптического излучения и оптоволоконный интерферометр Майкельсона, включающий светорасщепитель, а также оптоволоконные измерительное и опорное плечи. На конце опорного плеча установлено референтное зеркало, соединенное со сканером. Последний осуществляет перемещение референтного зеркала с постоянной скоростью, что обеспечивает изменение оптической длины этого плеча по меньшей мере на несколько десятков рабочих длин волн источника оптического излучения. Интерферометр содержит также фотоприемник, выход которого подключен к блоку обработки и индикации, и источник управляющего напряжения, связанный со сканером. Измерительное плечо снабжено оптоволоконным зондом, включающим протяженный корпус, снабженный продольным сквозным отверстием, в котором в продольном направлении размещена оболочка, шарнирно закрепленная с корпусом зонда, в которой размещено оптическое

волокно. В корпусе зонда размещено также сканирующее устройство, включающее опорный элемент, исполнительный механизм и линзовую систему. Исполнительный механизм включает подвижную и стационарную части, при этом опорный элемент, стационарная часть исполнительного механизма и линзовая система механически соединены с корпусом оптоволоконного зонда. Оболочка, в которой размещено оптическое волокно, опирается на подвижную часть исполнительного механизма. Исполнительный механизм может быть выполнен в виде пьезоэлектрического элемента, шагового электродвигателя, электромагнитной системы или электростатической системы. В дистальной части корпуса размещена линзовая система, при этом торцевая поверхность дистальной части оптического волокна оптически связана с линзовой системой, а исполнительный механизм связан с источником управляющего тока. Выход блока обработки и индикации оптоволоконного интерферометра является выходом устройства для оптической когерентной томографии.

Недостатком устройства для оптической когерентной томографии - ближайшего аналога - является невозможность использования его для диагностики поверхности труднодоступных внутренних органов человека in vivo, например желудка, гортани, а также в технической диагностике поверхности труднодоступных полостей объектов техники. Это обусловлено тем, что оптоволоконный зонд в этом устройстве должен иметь сравнительно большие размеры, поскольку максимальное относительное перемещение оптического волокна по отношению к размерам исполнительного механизма не может превышать 20% вследствие размещения подвижной части исполнительного механизма по одну сторону от оболочки, в которой находится оптическое волокно. Кроме того, использование механического перемещения референтного зеркала с постоянной скоростью для сканирования разности оптических длин измерительного и опорного плеч интерферометра ограничивает область объектов исследований in vivo с помощью этого устройства, так же, как и с помощью других устройств такого типа, объектами, характеристиками которых и положение относительно зонда практически не изменяются в процессе измерений.

Известны оптоволоконные сканирующие устройства, содержащие стационарную часть, включающую опорный элемент, электромагнит и линзовую систему, и подвижную часть, включающую постоянный магнит, закрепленный на оптическом волокне (см., например, пат. США N 3470320, 1969 г., пат. США N 5317148, 1994 г.). В этих устройствах оптическое волокно закреплено одним концом в опорном элементе и выполняет функцию упругой консоли, а свободный конец оптического волокна размещен с возможностью перемещения в направлении, перпендикулярном собственной оси. При этом постоянный магнит расположен в зоре между полюсами электромагнита. Недостатком устройств этого типа является то, что амплитуда отклонения оптического волокна ограничена допустимой массой

RU 2 148 378 C1

RU 2 148 378 C1

закрепленного на оптическом волокне магнита (с точки зрения недопущения провисания), а также сложностью создания переменного магнитного поля достаточной напряженности при малых габаритах устройства.

Оптоволоконное сканирующее устройство по пат. США N 4238784, 1979 г. также содержит стационарную часть, включающую опорный элемент, электромагнит и линзовую систему, и подвижную часть, включающую постоянный магнит. В этом устройстве постоянный магнит выполнен в виде тонкой пленки магнитного материала, нанесенной на оптическое волокно, а электромагнит выполнен в виде решетки тонкопленочных проводников, нанесенных на подложку, размещенную ортогонально торцу оптического волокна. В этом устройстве малая масса магнита ограничивает напряженность формируемого им поля, что в свою очередь ограничивает амплитуду отклонения оптического волокна. Увеличение амплитуды отклонения оптического волокна за счет повышения напряженности электромагнитного поля невозможно, т.к. для этого требуются токи, превышающие предельные для тонкопленочных проводников. Кроме того, размещение решетки тонкопленочных проводников по ходу оптического излучения нарушает непрерывность сканирования и приводит к потере информации.

Ближайшим аналогом разработанного оптоволоконного сканирующего устройства по совокупности сходных существенных признаков является оптоволоконное сканирующее устройство, известное по пат. США N 3941927, 1976 г., содержащее стационарную и подвижную части. Стационарная часть включает опорный элемент, постоянный магнит и линзовую систему, а подвижная часть, включает токопровод, выполненный в виде проводящего покрытия, нанесенного на оптическое волокно. Оптическое волокно размещено в зазоре между полюсами постоянного магнита, закреплено в опорном элементе с возможностью перемещения свободного конца в направлении, приблизительно перпендикулярном собственной оси, и выполняет функцию упругой консоли. Торцевая поверхность дистальной части оптического волокна оптически связана с линзой системы, а токопровод связан с источником управляющего тока.

В этом устройстве напряженность поля, формируемого токопроводом при протекании по нему управляющего тока, ограничена малой массой проводящего покрытия, что ограничивает и амплитуду перемещения оптического волокна. Размещение оптического волокна в зазоре между полюсами постоянного магнита определяет сравнительно большие габариты устройства. Таким образом, недостатком этого сканирующего устройства, так же, как и других известных, является невозможность обеспечения необходимых эксплуатационных характеристик, в частности миниатюрных размеров при реализации необходимой амплитуды перемещения оптического волокна, для использования его в оптоволоконном зонде, входящем в состав

оптоволоконного интерферометра, являющегося частью устройства для оптической когерентной томографии и предназначенного для диагностики поверхности труднодоступных внутренних органов человека *in vivo*, а также для технической диагностики труднодоступных полостей.

Особое внимание в последние годы уделяется исследованиям биоткани *in vivo*. Так, например, по пат. США N 5321501, 1994 г., пат. США N 5459570, 1995 г. известен способ диагностики биоткани *in vivo*, по которому направляют пучок низкокогерентного оптического излучения на заданной длине волны на исследуемую биоткань, которой является биоткань глаза, и на референтное зеркало по первому и второму оптическим путем соответственно. Изменяют по заданному закону относительные оптические длины указанных оптических путей и смешивают излучение, обратно рассеянное биотканью глаза, и излучение, отраженное от референтного зеркала. Сигнал интерференционной модуляции интенсивности оптического излучения, являющегося результатом указанного смешения, используют для формирования изображения биоткани глаза. В конкретной реализации дополнительно осуществляют сканирование пучка низкокогерентного оптического излучения, направляемого на исследуемую биоткань, по ее поверхности.

Ближайшим аналогом разработанного способа диагностики биоткани *in vivo* является способ, известный по пат. США N 5570182, 1996 г. По этому способу направляют пучок оптического излучения видимого или ближнего ИК диапазона на зубную биоткань и получают ее изображение путем отображения интенсивности обратно рассеянного излучения. Полученное изображение используют для диагностики. В частном случае в качестве пучка оптического излучения используют пучок низкокогерентного оптического излучения, который направляют на зубную биоткань, сканируя его по исследуемой поверхности, и на референтное зеркало по первому и второму оптическим путем соответственно. Изменяют по заданному закону относительные оптические длины указанных оптических путей и смешивают излучение, обратно рассеянное зубной биотканью, и излучение, отраженное от референтного зеркала. Для отображения интенсивности оптического излучения, обратно рассеянного зубной биотканью, используют сигнал интерференционной модуляции интенсивности оптического излучения, являющегося результатом указанного смешения.

Этот способ, однако, так же, как и другие известные, не предназначен для диагностики биоткань, покрытой эпителием.

Таким образом, задачей, на решение которой направлено настоящее изобретение, является разработка устройства для оптической когерентной томографии и оптоволоконного сканирующего устройства, являющегося его частью, с улучшенными эксплуатационными характеристиками, которые могут быть использованы для диагностики мягких и жестких биотканей *in*

RU 2 148 378 C1

RU 2 148 378 C1

вivo, в частности для диагностики поверхности полостей и внутренних органов человека, для диагностики зубных, костных и хрящевых тканей, а также для технической диагностики труднодоступных полостей объектов техники. Другой задачей, на решение которой направлено настоящее изобретение, является разработка способа диагностики биотканей in vivo, позволяющего осуществить диагностику биотканей, покрытой эпителием, в частности биотканей, устилающей поверхность полостей и внутренних органов пациента.

Сущность разработанного устройства для оптической когерентной томографии заключается в том что оно так же, как и устройство, которое является ближайшим аналогом, содержит источник низкокогерентного оптического излучения и оптоволоконный интерферометр. Интерферометр включает оптически связанные светорасщепитель, измерительное и опорное оптоволоконные плечи и фотоприемник, выход которого подключен к блоку обработки и индикации, а также источник управляющего напряжения. По меньшей мере одно из плеч содержит сканер, выполненный с возможностью изменения оптической длины этого плеча по меньшей мере на несколько десятков рабочих длин волн источника оптического излучения. Измерительное плечо снабжено оптоволоконным зондом, включающим протяженный корпус, снабженный продольным сквозным отверстием, в котором в продольном направлении размещено оптическое волокно, и оптоволоконное сканирующее устройство. Дистальная часть оптического волокна размещена с возможностью перемещения в направлении, приблизительно перпендикулярном собственной оси. Оптоволоконное сканирующее устройство содержит механически соединенную с корпусом оптоволоконного зонда стационарную часть, включающую опорный элемент, магнитную систему и линзовую систему, и подвижную часть. Торцевая поверхность дистальной части оптического волокна оптически связана с линзовой системой, а сканирующее устройство связано с источником управляющего тока. На конце опорного плеча установлено рефлекторное зеркало, а сканер связан с источником управляющего напряжения. Выход блока обработки и индикации интерферометра является выходом устройства для оптической когерентной томографии.

Новым в разработанном устройстве для оптической когерентной томографии является то, что часть измерительного плеча оптоволоконного интерферометра выполнена гибкой с возможностью введения ее в инструментальный канал эндоскопа или бороскопа, а оптоволоконный зонд выполнен миниатюрным с возможностью размещения его в дистальном конце указанного канала.

В частном случае подвижная часть сканирующего устройства включает токопровод и жестко закрепленное с ним упомянутое оптическое волокно, которое выполняет функцию упругой консоли, при этом проксимальная часть упомянутого оптического волокна закреплена в опорном элементе. Токопровод выполнен в виде по

меньшей мере одного витка провода, охватывающего магнитную систему в области одного из ее полюсов. Часть оптического волокна размещена в области указанного полюса магнитной системы, а плоскость витка токопровода приблизительно перпендикулярна направлению между полюсами магнитной системы. С источником управляющего тока связан токопровод.

В одной конкретной реализации магнитная система включает порывл постоянный магнит.

В другой конкретной реализации первый постоянный магнит снабжен пазом, протяженным в направлении, приблизительно параллельном оси оптического волокна, а упомянутое оптическое волокно размещено в указанном пазу.

В другом частном случае магнитная система дополнительно включает второй постоянный магнит, который обращен к первому постоянному магниту полюсом, одноименным с полюсом первого постоянного магнита, охваченного токопроводом, при этом указанный полюс второго постоянного магнита размещен вблизи оптического волокна.

В конкретной реализации второй постоянный магнит снабжен пазом, протяженным в направлении приблизительно параллельном оси оптического волокна.

В другом частном случае первый и второй постоянные магниты совмещены указанными одноименными полюсами, а оптическое волокно размещено в сквозном отверстии, протяженном в направлении, приблизительно параллельном оси оптического волокна, образованном обращенными друг к другу пазами, выполненными в указанных постоянных магнитах со стороны совмещенных полюсов.

В конкретной реализации токопровод дополнительно охватывает второй постоянный магнит.

Целесообразно выполнить магнитную систему в форме параллелепипеда.

В другом частном случае вблизи плоскости изображения торцевой поверхности дистальной части оптического волокна размещено выходное окно оптоволоконного зонда. Целесообразно расположить наружную поверхность выходного окна на передней границе зоны резкого изображения.

В конкретной реализации выходное окно оптоволоконного зонда выполнено в виде плоскопараллельной пластины. При этом в продольном отверстии корпуса оптоволоконного зонда между линзовой системой и плоскопараллельной пластиной может быть дополнительно установлена первая призма, по меньшей мере одна рабочая поверхность которой выполнена просветленной.

В другой конкретной реализации выходное окно оптоволоконного зонда выполнено в виде второй призмы.

Целесообразно выполнить выходное окно оптоволоконного зонда замкнутым герметично.

В другом частном случае источник управляющего тока размещен вне корпуса оптоволоконного зонда.

В другом частном случае источник управляющего тока установлен в корпусе оптоволоконного зонда и выполнен в виде фотоэлектрического преобразователя.

При реализации интерферометра целесообразно выполнить корпус оптоволоконного зонда в виде цилиндра, а также использовать анизотропное одномерное оптическое волокно.

Сущностью разработанного оптоволоконного сканирующего устройства является то, что оно так же, как и сканирующее устройство, являющееся ближайшим аналогом, содержит стационарную часть и подвижную часть. Стационарная часть содержит опорный элемент, магнитную систему, включающую первый постоянный магнит и линзовую систему, а подвижная часть включает установленный с возможностью перемещения токопровод и жестко скрепленное с ним оптическое волокно. Оптическое волокно выполняет функцию упругой консоли и закреплено в опорном элементе с возможностью перемещения дистальной части оптического волокна в направлении перпендикулярном собственной оси. Торцевая поверхность дистальной части оптического волокна оптически связана с линзовой системой, а токопровод связан с источником управляющего тока.

Новым в разработанном оптоволоконном сканирующем устройстве является то, что токопровод выполнен в виде по меньшей мере одного витка провода, охватывающего первый постоянный магнит в области одного из его полюсов. Часть оптического волокна размещена в области указанного полюса первого постоянного магнита, а плоскость витка токопровода перпендикулярна направлению между полюсами первого постоянного магнита.

В частном случае первый постоянный магнит снабжен пазом, протяженным в направлении, приблизительно параллельном оси оптического волокна, а оптическое волокно размещено в указанном пазу.

В другом частном случае магнитная система дополнительно содержит второй постоянный магнит, который обращен к первому постоянному магниту полюсом, противоположным полюсам первого постоянного магнита, охваченного токопроводом, при этом указанный полюс второго постоянного магнита размещен вблизи оптического волокна.

В конкретной реализации постоянные магниты совмещены указанными одноименными полюсами, а оптическое волокно размещено в осевом отверстии, протяженном в направлении, приблизительно параллельном оси оптического волокна, образованном обращенными друг к другу пазами, выполненными в указанных постоянных магнитах со стороны совмещенных полюсов.

Целесообразно выполнить токопровод дополнительно охватывающим второй постоянный магнит.

Предпочтительно выполнить указанную магнитную систему в форме параллелепипеда.

В частном случае оптическое волокно, опорный элемент, магнитная система и линзовая система являются элементами оптоволоконного зонда, входящего в состав интерферометра, и размещены в протяженном корпусе,

снабженным продольным сквозным отверстием, в котором в продольном направлении размещено упомянутое оптическое волокно, при этом опорный элемент, магнитная система и линзовая система механически соединены с корпусом оптоволоконного зонда.

В конкретной реализации корпус оптоволоконного зонда выполнен в виде полого цилиндра.

В частном случае вблизи плоскости изображения торцевой поверхности дистальной части оптического волокна размещено выходное окно оптоволоконного зонда. При этом целесообразно расположить наружную поверхность выходного окна оптоволоконного зонда на передней границе зоны резкого изображения.

В конкретной реализации выходное окно оптоволоконного зонда выполнено в виде плоскопараллельной пластины. При этом рабочие поверхности плоскопараллельной пластины могут быть скошены под углом, равным нескольким градусам, по отношению к направлению распространения падающего на выходное окно пучка оптического излучения, а внутренняя поверхность плоскопараллельной пластины может быть выполнена просветленной.

В частном случае в продольном отверстии корпуса оптоволоконного зонда между линзовой системой и плоскопараллельной пластиной дополнительно установлена первая призма, по меньшей мере одна рабочая поверхность которой выполнена просветленной.

В другой конкретной реализации выходное окно оптоволоконного зонда выполнено в виде второй призмы. При этом внутренняя поверхность второй призмы может быть выполнена просветленной.

Целесообразно выполнить выходное окно оптоволоконного зонда замкнутым герметично.

В конкретной реализации опорный элемент установлен в проксимальной части продольного отверстия корпуса оптоволоконного зонда, при этом с опорным элементом скреплена проксимальная часть оптического волокна. Токопровод может быть связан с источником управляющего тока через соединенные с ним электроды, закрепленные на опорном элементе.

В разработанном сканирующем устройстве целесообразно использовать анизотропное одномерное волокно.

Сущность разработанного способа диагностики биоткани in vivo заключается в том, что так же, как и способ, который является ближайшим аналогом, он основан на направлении пучка оптического излучения видимого или ближнего ИК диапазона на исследуемую биоткань с последующим получением изображения исследуемой биоткани путем отображения интенсивности оптического излучения, обратно рассеянного исследуемой биотканью, которое используют для диагностики.

Новым в разработанном способе является то, что исследуемой биотканью является биоткань, покрытая эпителием, в полученном изображении идентифицируют базальную мембрану биоткани, отделяющую эпителий от подлежащей биоткани, а диагностику осуществляют по состоянию базальной

мембраны.

В частном случае упомянутой биотканью является биоткань, устилающая поверхность полостей и внутренних органов пациента, а при направлении пучка оптического излучения на упомянутую биоткань в исследуемую полость пациента вводит миниатюрный оптоволоконный зонд, через который от проксимального конца к его дистальному концу направляют упомянутый пучок оптического излучения, и осуществляют сканирование упомянутого пучка оптического излучения по исследуемой поверхности по заданному закону.

В конкретной реализации этого частного случая при введении в исследуемую полость пациента миниатюрного оптоволоконного зонда последний размещают в инструментальном канале эндоскопа.

В частном случае в качестве пучка оптического излучения используют пучок низкокогерентного оптического излучения, который разделяют на два пучка, пучок, направляемый на упомянутую биоткань, являясь первым пучком, а второй пучок направляют на референтное зеркало, изменяя при этом по заданному закону разность оптических длин путей для первого и второго пучков по меньшей мере на несколько десятков длин волн оптического излучения, смещают излучение, обратно рассеянное упомянутой биотканью, и излучение, отраженное от референтного зеркала, а для отображения интенсивности оптического излучения, обратно рассеянного упомянутой биотканью, используют сигнал интерференционной модуляции интенсивности оптического излучения, являющегося результатом указанного смещения.

В настоящем изобретении выполнение подводящей части сканирующего устройства оптоволоконного зонда в виде токопровода, охватывающего магнитную систему в области одного из ее полюсов, и жестко скрепленного с ним оптического волокна, выполняющего функцию упругой консоли, позволяет существенно уменьшить габариты оптоволоконного зонда по сравнению с известными конструкциями. Выполнение магнитной системы в виде двух постоянных магнитов, совмещенных одноименными полюсами, и размещение оптического волокна в осязном отверстии, протяженном в направлении, приблизительно параллельном оси оптического волокна, образованном обращенными друг к другу пазами, выполненными в указанных постоянных магнитах со стороны совмещенных полюсов, обеспечивает оптимизацию конструкции с точки зрения получения максимальной амплитуды отклонения пучка оптического излучения (± 1 мм) при ограниченных размерах корпуса оптоволоконного зонда, длина которого не превышает 27 мм, а диаметр не превышает 2,7 мм. Это позволяет выполнить оптоволоконный зонд, входящий в состав измерительного плеча оптоволоконного интерферометра, являющегося частью устройства для оптической когерентной томографии, миниатюрным с возможностью размещения его в дистальном конце инструментального канала эндоскопа или бороскопа. Часть измерительного плеча оптоволоконного

интерферометра выполнена гибкой, что позволяет вводить ее в указанные каналы. Миниатюрные размеры оптоволоконного зонда и гибкая конструкция измерительного плеча позволяют подвести оптическое излучение к труднодоступным участкам биотканей полостей и внутренних органов человека, включая мягкие (например, слизистые оболочки желудочно-кишечного тракта) и жесткие (например, зубы, хрящи и кости) биоткань. Это позволяет также использовать разработанное устройство для оптической когерентной томографии одновременно с приборами для визуального изучения поверхностных биотканей, например при эндоскопическом исследовании органов желудочно-кишечного и мочевого тракта, лапароскопическом исследовании брюшной полости, наблюдении процессов лечения тканей зуба. Использование выходного окна позволяет выполнить оптоволоконный зонд герметичным, что, в свою очередь, позволяет устанавливать оптоволоконный зонд непосредственно на поверхность исследуемого объекта, в частности биоткань. Расположение наружной поверхности выходного окна на передней границе зоны резкого изображения, обеспечивает высокое пространственное разрешение (15-20 мкм) при сканировании сфокусированного пучка оптического излучения вдоль поверхности исследуемого объекта. Выполнение источника управляющего тока в виде фотоэлектрического преобразователя и размещение его в корпусе оптоволоконного зонда позволяет исключить введение электрических проводов в инструментальный канал. Выполнение внутренней поверхности выходного окна, выполненного в виде плоскопараллельной пластины либо в виде призмы, просветленной обеспечивает уменьшение потерь оптического излучения, выполнение рабочих граней плоскопараллельной пластины скошенными устраняет отражение от границы исследуемый объект - выходное окно. Использование анизотропного оптического волокна исключает необходимость контроля поляризации в процессе измерений, а использование одномодового оптического обеспечивает упрощение и уменьшение стоимости реализации устройства.

Осуществление диагностики биоткань in vivo по состоянию базальной мембраны в соответствии с разработанным способом позволяет осуществлять раннюю неизлечимую диагностику биоткань. Использование для реализации способа разработанного оптоволоконного зонда позволяет диагностировать состояние биоткань, устилающей поверхность полостей и внутренних органов пациента, путем размещения оптоволоконного зонда в инструментальном канале эндоскопа. Использование для реализации способа низкокогерентного оптического излучения обеспечивает высокое пространственное разрешение по глубине.

Все вышеизложенное позволяет решить задачу, на решение которой направлено настоящее изобретение, - разработать устройство для оптической когерентной томографии и оптоволоконное сканирующее устройство, являющееся его частью, с

учеленными эксплуатационными характеристиками, которые могут быть использованы для диагностики мягких и жестких биотканей in vivo, в частности для диагностики поверхностных полостей и внутренних органов человека, для диагностики зубных, костных и хрящевых тканей, а также для технической диагностики труднодоступных полостей объектов техники. Это позволяет решить также другую задачу, на решение которой направлено настоящее изобретение, - разработать способ диагностики биотканей in vivo, позволяющий осуществлять диагностику биотканей, покрытой эпителием, в частности биотканей, устилающей поверхность полостей и внутренних органов пациента.

На фиг. 1 приведен вариант структурной схемы разработанного устройства для оптической когерентной томографии, с помощью которого может быть реализован разработанный способ диагностики биотканей in vivo.

На фиг. 2 изображен вариант разработанного миниатюрного оптоволоконного зонда (в поперечном сечении).

На фиг. 3, 4 изображены варианты общего вида разработанного оптоволоконного сканирующего устройства.

На фиг. 5а, 5б и 5в изображены варианты выполнения дистальной части разработанного оптоволоконного зонда (в поперечном сечении).

Фиг. 6а и 6б иллюстрируют варианты выполнения плеча интерферометра, содержащего сканер.

На фиг. 7а, 7б, 7в и 7г показаны изображения шейки матки, полученные разработанным способом.

На фиг. 8а показано томографическое изображение передней брюшной стенки, на фиг. 8б показана структура зуба с комбинированной пломбой.

Устройство по фиг. 1 содержит источник 1 низкокogerентного оптического излучения и оптоволоконный интерферометр 2. Интерферометр 2 включает оптические связанные светорасщепитель 3, измерительное и опорное оптоволоконные плечи 4, 5 соответственно, а также фотоприемник 6. Выход фотоприемника 6 подключен к блоку 7 обработки и индикации. Измерительное плечо 4 снабжено оптоволоконным зондом 8, а на конце опорного плеча 5 установлено референтное зеркало 9. Опорное плечо 5 содержит сканер 10, связанный с источником управляющего напряжения (на чертеже не показан), а выход блока 7 оптоволоконного интерферометра 2 является выходом разработанного устройства. Часть измерительного плеча 4 оптоволоконного интерферометра 2 выполнена гибкой и введена в инструментальный канал эндоскопа (на чертеже не показано).

Оптоволоконный зонд 8 выполнен миниатюрным (см. фиг. 2) и размещен в дистальном конце инструментального канала эндоскопа (на чертеже не показано). Оптоволоконный зонд 8 по фиг. 2 содержит протяженный корпус 11, снабженный продольным сквозным отверстием 12, в котором в продольном направлении размещено оптическое волокно 13.

Дистальная часть 14 оптического волокна 13 размещена с возможностью перемещения в направлении А-А, приблизительно перпендикулярном собственной оси. В корпусе 11 размещено также сканирующее устройство 15 (см. также фиг. 3 и фиг. 4), которое связано с источником управляющего тока (на чертеже не показан). Сканирующее устройство 15 содержит механически соединенную с корпусом 11 стационарную часть, включающую опорный элемент 16, магнитную систему 17 и линзовую систему 18, и подвижную часть, включающую токопровод 19 и жестко скрепленное с ним оптическое волокно 13, которое выполняет функцию упругой консоли. Проксимальная часть 20 оптического волокна 13 закреплена в опорном элементе 16. Торцевая поверхность 21 дистальной части 14 оптического волокна 13 оптически связана с линзовой системой 18.

В сканирующем устройстве 15 по фиг. 3 магнитная система 17 включает первый постоянный магнит 22. При этом первый постоянный магнит 22 снабжен пазом 23, протяженным в направлении приблизительно параллельном оси оптического волокна 13, а оптическое волокно 13 размещено в указанном пазу 23. Токопровод 19 выполнен в виде по меньшей мере одного витка провода 24, охватывающего магнитную систему 17, т.е. первый постоянный магнит 22, в области одного из его полюсов 25. Часть 26 оптического волокна 13 размещена в области полюса 25. Плоскость витка токопровода 19 приблизительно перпендикулярна направлению между полюсами постоянного магнита 22. Токопровод 19 через соединенные с ним электроды 27, закрепленные на опорном элементе 16, связан с источником управляющего тока (на чертеже не показан), который размещен вне корпуса 11. В реализации по фиг. 1 опорный элемент установлен в проксимальной части продольного отверстия 12 корпуса 11, при этом с опорным элементом 16 скреплена проксимальная часть 20 оптического волокна 13.

Источник управляющего тока может быть размещен внутри корпуса 11 оптоволоконного зонда 8 и выполнен в виде фотоэлектрического преобразователя (на чертеже не показан).

Магнитная система 17 может быть установлена в проксимальной части продольного отверстия 12 корпуса 11 оптоволоконного зонда 8, при этом опорный элемент 16 размещен между магнитной системой 17 и линзовой системой 18, а с опорным элементом 16 скреплена средняя часть оптического волокна 13 (этот вариант реализации на чертеже не представлен).

В конкретной реализации сканирующего устройства, которая иллюстрируется фиг. 4, магнитная система 17 дополнительно включает второй постоянный магнит 28. Первый и второй постоянные магниты, 22 и 28, соответственно, совмещены односторонними полюсами 25 и 29, а оптическое волокно 13 размещено в сквозном отверстии 30, протяженном в направлении приблизительно параллельном оси оптического волокна 13, образованном обращенными друг к другу пазами, выполненными в постоянных магнитах 22, 28 со стороны совмещенных полюсов 25, 29. При

этом токопровод 19 охватывает постоянные магниты 22, 28 в области совмещенных полюсов 25, 29.

Вблизи плоскости изображения торцевой поверхности 21 дистальной части 14 оптического волокна 13 размещено выходное окно 31 оптоволоконного зонда 8. В варианте, представленном на фиг. 4 и 5а, выходное окно 31 выполнено в виде плоскопараллельной пластины 32. При этом в варианте по фиг. 5а рабочие грани плоскопараллельной пластины 32 скошены под углом, равным нескольким градусам, по отношению к направлению распространения падающего на выходное окно 31 пучка оптического излучения. Между линзовой системой 18 и плоскопараллельной пластиной 32 дополнительно может быть установлена первая призма (на чертеже не показано). В вариантах по фиг. 5б и 5в выходное окно 31 выполнено в виде второй призмы 33 различных конфигураций.

Для удобства пользования дистальная часть оптоволоконного зонда 8 может быть выполнена в виде сменных наконечников.

Источник 1 представляет собой источник низкоконтрастного оптического излучения, и может быть выполнен, например, в виде суперлюминесцентного диода.

Интерферометр 2 представляет собой интерферометр Майкельсона.

В качестве фотоприемника 6 может быть использован фотодиод.

Блок 7 предназначен для формирования изображения исследуемого объекта путем отображения интенсивности обратно рассеянного когерентного излучения и может быть выполнен, например, аналогично блоку обработки и индикации по ст. В.М. Галионов и др. "Когерентная оптическая томография микроневодородностей биотканей". Письма в ЖЭТФ, том. 61, вып. 2, с. 149-153, который включает последовательно соединенные полюсовый фильтр, логарифмический усилитель, амплитудный детектор, аналого-цифровой преобразователь и компьютер.

Сканер 10 предназначен для изменения разности оптических длин плеч интерферометра 2 по меньшей мере на несколько десятков рабочих длин волн источника оптического излучения.

В реализации устройства по фиг. 1 референтное зеркало 9 выполнено неподвижным, а сканер 10 выполнен по заявке РФ N 9510292/125 (решение о выдаче патента от 19.02.97 г.) в виде оптоволоконного пьезоэлектрического преобразователя, содержащего по меньшей мере один пьезоэлектрический элемент, выполненный с возможностью формирования в нем электрического поля и характеризующийся высоким обратным пьезоэффектом, жестко закрепленные с пьезоэлектрическим элементом электроды, а также оптическое волокно, жестко закрепленное с электродами. Размер пьезоэлектрического элемента в направлении, приблизительно ортогональном вектору электрического поля, существенно превышает размер пьезоэлектрического элемента в направлении, приблизительно совпадающем с вектором электрического поля, при этом длина оптического волокна существенно превышает диаметр

пьезоэлектрического элемента.

Сканер 10 может быть выполнен аналогичным сканерам, описанным в пат. США N 5321501. В этом случае референтное зеркало 9 выполнено с возможностью перемещения с постоянной скоростью, а сканер 10, соединенный с референтным зеркалом 9, может быть выполнен в виде различного рода механизмов, обеспечивающих необходимое перемещение референтного зеркала 9 (фиг. 6а).

Сканер 10 может также быть выполнен по ст. K.F.Kwong, D.Yankelevich et al, 400-Hz mechanical scanning optical delay line, Optics Letters, Vol. 18, N 7, April 1, 1993, в виде дисперсионно-решеточной линии задержки (фиг. 6б), содержащей последовательно установленные на оптической оси первую линзу 34, дифракционную решетку 35 и вторую линзу 36. Вторая линза 36 оптически связана с референтным зеркалом 9, установленным с возможностью качения относительно направления распространения падающего на него оптического излучения.

В качестве оптического волокна 13 может быть использовано оптическое волокно типа PANDA.

Корпус 11 оптоволоконного зонда 8 может быть выполнен из нержавеющей стали. В конкретной реализации длина корпуса 11 не превышает 27 мм, а его диаметр не превышает 2,7 мм.

Токопровод 19 может быть выполнен из изолированного медного провода.

Постоянные магниты 22, 28 предназначены для формирования стационарного магнитного поля заданной напряженности и могут быть выполнены из материала NiFeB.

Диаметр сквозного отверстия 30 определяется заданной амплитудой перемещения оптического волокна 13 при максимальной напряженности магнитного поля в области расположения токопровода 19.

Выходное окно 31 замкнуто герметично. Плоскопараллельная пластина 32 оптически прозрачна в рабочем диапазоне частот и выполнена из материала, разрешенного для использования в медицинских целях. Угол скоса рабочих граней плоскопараллельной пластины 32 по отношению к направлению распространения падающего на выходное окно 31 пучка оптического излучения определяется заданным уровнем отражений пучка оптического излучения от передней грани плоскопараллельной пластины 32 в угол зрения оптической системы и не должен превышать угол расходимости пучка оптического излучения.

Первая призма и вторая призма 33 предназначены для обеспечения бокового обзора исследуемой поверхности с помощью оптоволоконного зонда 8. Конкретная конфигурация указанных призм определяется заданным углом бокового обзора. Значение показателя преломления пластины 32 и призмы 33 выбирают из условия обеспечения минимального уровня отражений от границы раздела выходное окно 31 - исследуемая поверхность и должно быть максимально приближено к значению показателя преломления исследуемого объекта.

Внутренняя поверхность плоскопараллельной пластины 32 и призмы 33 выполнена просветленной для уменьшения потерь.

Работа устройства для оптической когерентной томографии и оптоволоконного зонда будет понята из приведенного ниже описания реализации способа диагностики биоткани in vivo.

Способ диагностики биоткани in vivo реализуется следующим образом.

Направляют пучок оптического излучения видимого или ближнего ИК диапазона, например, с помощью лазера на исследуемую биоткань, которой является биоткань, покрытая эпителием. Получают изображение биоткани, покрытой эпителием, путем отображения интенсивности обратно рассеянного пучка излучения, например, с помощью конфокального микроскопа. В полученном изображении идентифицируют базальную мембрану биоткани, отделяющей эпителий от подлежащей биоткани, а диагностику осуществляют по состоянию базальной мембраны.

В частном случае упомянутой биотканью, покрытой эпителием, является биоткань, устилающая поверхность полостей и внутренних органов пациента. В этом случае при направлении пучка оптического излучения на упомянутую биоткань в исследуемую полость пациента вводят миниатюрный оптоволоконный зонд, вариант реализации которого представлен на фиг. 2. При этом целесообразно разместить последний в дистальном конце инструментального канала эндоскопа. Через этот зонд от проксимального конца 20 к его дистальному концу 14 направляют упомянутый пучок оптического излучения и осуществляют сканирование упомянутого пучка оптического излучения вдоль исследуемой поверхности по заданному закону.

В предпочтительном варианте реализации способа в качестве пучка оптического излучения используют пучок низкокогерентного оптического излучения. Этот вариант разработанного способа может быть реализован с помощью устройства, структурная схема которого приведена на фиг. 1, и с помощью оптоволоконного зонда, изображенного на фиг. 2, следующим образом.

Размещают оптоволоконный зонд 8 в дистальном конце инструментального канала эндоскопа (на чертеже не показан), при этом наружную поверхность выходного окна 31 оптоволоконного зонда 8 приводят в соприкосновение с исследуемой биотканью, устилающей поверхность полостей и внутренних органов пациента. Формируют пучок низкокогерентного оптического излучения с помощью источника 1. Разделяют этот пучок на два пучка с помощью светорасщепителя 3 оптоволоконного интерферометра 2. Первый пучок с помощью оптоволоконного плеча 4 и оптоволоконного зонда 8 направляют на исследуемую биоткань. При этом осуществляют сканирование упомянутого пучка оптического излучения по исследуемой поверхности по заданному закону с помощью оптоволоконного зонда 8 следующим образом.

Оптическое волокно 13 обеспечивает

прохождение первого пучка низкокогерентного оптического излучения от проксимальной его части 20 к его дистальной части 14. Магнитная система 17 сканирующего устройства 15 обеспечивает формирование стационарного магнитного поля. Силовые линии магнитного поля, сформированного магнитной системой 17, находятся в плоскости витка токопровода 19 и пересекают эти витки в направлении, приблизительно ортогональном направлению тока в витке токопровода 19. Поэтому при протекании управляющего тока через токопровод 19 возникает сила, действующая на токопровод 19 в направлении, приблизительно ортогональном плоскости витка токопровода 19. Эта сила, которая пропорциональна силе тока, протекающего через токопровод 19, и напряженности стационарного магнитного поля, сформированного магнитной системой 17, вызывает соответствующее перемещение токопровода 19. Поскольку проксимальная часть оптического волокна 13 закреплена в опорном элементе 16 по типу свободной консоли, а токопровод 19 жестко скреплен с оптическим волокном 13, то при протекании управляющего тока через токопровод 19 происходит перемещение дистальной части 14 оптического волокна 13 в направлении, приблизительно перпендикулярном его оси. В конкретной реализации амплитуда перемещения дистальной части 14 оптического волокна 13 составляет $\pm 0,5$ мм. Линзовая система 18 обеспечивает фокусировку пучка оптического излучения, прошедшего через оптическое волокно 13, на поверхности исследуемой биоткани.

Второй пучок с помощью опорного плеча 5 направляют на референтное зеркало 9. С помощью сканера 10 осуществляют изменение разности оптических длин плеч 4, 5 интерферометра 2 с постоянной скоростью V по меньшей мере на несколько десятков рабочих длин волн источника 1 оптического излучения. С помощью светорасщепителя 3 смешивают излучение, обратно рассеянное упомянутой биотканью, и излучение, отраженное от референтного зеркала 9. При изменении разности оптических длин плеч 4, 5 с помощью сканера 10 происходит интерференционная модуляция интенсивности на частоте Доплера $f = 2V/\lambda$, где λ - рабочая длина волны источника 1, смешанного оптического излучения на выходе светорасщепителя 3, причем закон интерференционной модуляции соответствует изменению интенсивности оптического излучения, обратно рассеянного исследуемой биотканью с различных ее глубин. Затем получают изображение исследуемой биоткани путем отображения интенсивности оптического излучения, обратного рассеянного исследуемой биотканью, используя для этого сигнал интерференционной модуляции интенсивности оптического излучения, являющегося результатом указанного смешения, следующим образом.

Фотоприемник 6 обеспечивает преобразование смешанного оптического излучения с выхода светорасщепителя 3 в электрический сигнал, который поступает в блок 7. Полосовой фильтр блока 7 осуществляет выделение сигнала на частоте Доплера, что обеспечивает улучшение

RU 2 1 4 8 3 7 8 C 1

RU 2 1 4 8 3 7 8 C 1

соотношения сигнал/шум. После усиления сигнал поступает на амплитудный детектор, который выделяет сигнал, пропорциональныйгибающей этого сигнала. Выделенный амплитудным детектором блока 7 сигнал пропорционален сигналу интерференционной модуляции интенсивности смешанного оптического излучения. Аналого-цифровой преобразователь блока 7 осуществляет преобразование сигнала с выхода амплитудного детектора в цифровую форму. Компьютер блока 7 обеспечивает получение изображения путем отображения на дисплее интенсивности цифрового сигнала (указанное отображение может быть реализовано, например, по кн. Н.Е.Бурдик. Digital imaging: Theory and Applications, 304 pp., Me Graw Hill, 1997). Поскольку цифровой сигнал соответствует изменению интенсивности оптического излучения, обратно рассеянного биотканью с различных ее глубин, то полученное на дисплее изображение соответствует изображению исследуемой биоткани. В полученном изображении идентифицируют базальную мембрану биоткани, отделяющей эпителий от подлежащей соединительной ткани, а диагностику осуществляют по состоянию базальной мембраны.

Диагностика иллюстрируется несколькими клиническими примерами.

Обследование больных с помощью разработанного способа проводилось в гинекологической клинике областной больницы им. Семашко г. Н.Новгорода.

Применение разработанного способа у пациенток, не имеющих патологии шейки матки, позволило получить изображение здорового эпителия шейки матки. На фиг. 7а, 7б показаны примеры нормального эпителия шейки матки, где отчетливо видна ровная и контрастная базальная мембрана, разделяющая многослойный плоский эпителий и подлежащую соединительную ткань.

Возможности разработанного метода в диагностике различных стадий рака шейки матки по состоянию базальной мембраны иллюстрируются следующими примерами.

Больная И., 31 года, находилась в клинике по поводу предрака шейки матки. Стандартное кольпоскопическое обследование обнаружило феномен так называемой мозаики. Результат прицельной биопсии и дальнейшее морфологическое исследование биоптата дало основание сформулировать диагноз: цервикальной интраэпителиальной неоплазии II степени. Обследование с помощью разработанного способа показало образование выростов базальной мембраны в форме арок. На фиг. 7в представлен патологический участок шейки матки, на котором видна реакция подлежащей стромы, изменяющая форму базальной мембраны, но не нарушающая ее целостности.

Больная Г., 25 лет, находилась в клинике по поводу подозрения на рак шейки матки. Т1а. Было проведено обследование стандартным методом кольпоскопии и с помощью разработанного способа. Обследование с помощью разработанного способа с очевидностью показало структурные изменения многослойного плоского эпителия и различные степени

изменения базальной мембраны (фиг. 7г). В дальнейшем больной была проведена конизация (коническое удаление патологической области) шейки матки. На основании морфологического исследования операционного материала установлен диагноз: цервикальная интраэпителиальная неоплазия III степени с переходом в сапог in situ и микрокарциному. Хорошо известно, что именно этот этап развития злокачественного процесса, зарождающегося в базальном и парабазальном слоях клеток, сопровождается нарушением формы и появлением микроразрывов базальной мембраны.

Больная М., 66 лет, находилась в клинике с диагнозом рака шейки матки Т1б, который был установлен клинически и подтвержден морфологически по результатам биопсии. Обследование с помощью разработанного метода обнаружило отсутствие базальной мембраны на томограммах шейки матки. На фиг. 7д показан участок опухоли, где базальная мембрана не просматривается.

Фиг. 8а, 8б иллюстрируют возможности получения изображений других биотканей человека с помощью разработанных устройств. В частности, на фиг. 8а показано томографическое изображение передней брюшной стенки, полученной в ходе лапароскопического обследования больной Е., 22 года. На томограмме видна стенка, покрытая париетальной брюшиной, которая включает серозную оболочку 37 с сильно отражающим оптическое излучение слоем соединительной ткани, подсерозную основу 38, включающую рыхлую соединительную ткань и слабоотражающие оптическое излучение кровеносные сосуды 39, и подлежащие мышечные слои 40. На фиг. 8б показана томограмма зуба пациента К., 56 лет, на которой отчетливо видна эмаль 41, дентин 42, дентиномалевая граница 43 и компомерная пломба 44.

Формула изобретения:

1. Устройство для оптической когерентной томографии, содержащее источник низкокogerентного оптического излучения и оптоволоконный интерферометр, включающий оптически связанные светорасщепитель, измерительное и опорное оптоволоконные плечи, и фотоприемник, выход которого подключен к блоку обработки и индикации, а также источник управляющего напряжения, при этом по меньшей мере одно из плеч содержит сканер, выполненный с возможностью изменения оптической длины этого плеча по меньшей мере на несколько десятков рабочих длин волн источника оптического излучения, а измерительное плечо включает гибкую связь, выполненную с возможностью введения ее в инструментальный канал эндоскопа или бороскопа, и снабжено оптоволоконным зондом, включающим протяженный корпус, снабженный продольным сквозным отверстием, в котором в продольном направлении размещено оптическое волокно, дистальная часть которого размещена с возможностью перемещения в направлении, приблизительно перпендикулярном собственной оси, и сканирующее устройство, содержащее механически соединенную с корпусом оптоволоконного зонда стационарную часть, включающую опорный

элемент, магнитную систему и линзовую систему, и подвижную часть, торцевая поверхность дистальной части оптического волокна оптически связана с линзовой системой, а сканирующее устройство связано с источником управляющего тока, на конце опорного плеча установлено референтное зеркало, сканер связан с источником управляющего напряжения, а выход блока обработки и индикации оптоволоконного интерферометра является выходом устройства для оптической когерентной томографии, отличающееся тем, что оптоволоконный зонд выполнен миниатюрным, при этом подвижная часть сканирующего устройства включает токопровод и жестко скрепленное с ним упомянутое оптическое волокно, которое выполняет функцию упругой консоли, проксимальная часть упомянутого оптического волокна закреплена в опорном элементе, токопровод выполнен в виде по меньшей мере одного витка провода, охватывающего магнитную систему в области одного из ее полюсов, часть оптического волокна размещена в области указанного полюса магнитной системы, плоскость витка токопровода приблизительно перпендикулярна направлению между полюсами магнитной системы, а с источником управляющего тока связан токопровод.

2. Устройство по п.1, отличающееся тем, что магнитная система включает первый постоянный магнит.

3. Устройство по п.2, отличающееся тем, что первый постоянный магнит снабжен пазом, протяженным в направлении, приблизительно параллельном оси оптического волокна, а упомянутое оптическое волокно размещено в указанном пазу.

4. Устройство по п.2, отличающееся тем, что магнитная система дополнительно включает второй постоянный магнит, который обращен к первому постоянному магниту полюсом, одноименным с полюсом первого постоянного магнита, охваченного токопроводом, при этом указанный полюс второго постоянного магнита размещен вблизи оптического волокна.

5. Устройство по п.4, отличающееся тем, что второй постоянный магнит снабжен пазом, протяженным в направлении, приблизительно параллельном оси оптического волокна.

6. Устройство по п.4, отличающееся тем, что первый и второй постоянные магниты совмещены указанными одноименными полюсами, а оптическое волокно размещено в сквозном отверстии, протяженном в направлении, приблизительно параллельном оси оптического волокна, образованном обращенными друг к другу пазами, выполненными в указанных постоянных магнитах со стороны совмещенных полюсов.

7. Устройство по п.6, отличающееся тем, что токопровод дополнительно охватывает второй постоянный магнит.

8. Устройство по п.1, или 2, или 3, или 4, или 5, или 6, или 7, отличающееся тем, что магнитная система имеет форму параллелепипеда.

9. Устройство по п.1, или 2, или 3, или 4, или 5, или 6, или 7, или 8, отличающееся тем, что вблизи плоскости изображения торцевой поверхности дистальной части

оптического волокна размещено выходное окно оптоволоконного зонда.

10. Устройство по п.9, отличающееся тем, что наружная поверхность выходного окна оптоволоконного зонда расположена на передней границе зоны резкого изображения.

11. Устройство по п.9 или 10, отличающееся тем, что выходное окно оптоволоконного зонда выполнено в виде плоскопараллельной пластины.

12. Устройство по п.11, отличающееся тем, что в продольном отверстии корпуса оптоволоконного зонда между линзовой системой и плоскопараллельной пластиной дополнительно установлена первая призма, по меньшей мере одна рабочая поверхность которой выполнена просветленной.

13. Устройство по п.9 или 10, отличающееся тем, что выходное окно оптоволоконного зонда выполнено в виде второй призмы.

14. Устройство по п.9, или 10, или 11, или 12, или 13, отличающееся тем, что выходное окно оптоволоконного зонда замкнуто герметично.

15. Устройство по п.1, или 2, или 3, или 4, или 5, или 6, или 7, или 8, или 9, или 10, или 11, или 12, или 13, или 14, отличающееся тем, что источник управляющего тока размещен вне корпуса оптоволоконного зонда.

16. Устройство по п.1, или 2, или 3, или 4, или 5, или 6, или 7, или 8, или 9, или 10, или 11, или 12, или 13, или 14, отличающееся тем, что источник управляющего тока установлен в корпусе оптоволоконного зонда и выполнен в виде фотоэлектрического преобразователя.

17. Устройство по п.1, или 2, или 3, или 4, или 5, или 6, или 7, или 8, или 9, или 10, или 11, или 12, или 13, или 14, или 15, или 16, отличающееся тем, что корпус оптоволоконного зонда выполнен в виде полого цилиндра.

18. Устройство по п.1, или 2, или 3, или 4, или 5, или 6, или 7, или 8, или 9, или 10, или 11, или 12, или 13, или 14, или 15, или 16, или 17, отличающееся тем, что оптическое волокно является анизотропным.

19. Устройство по п.1, или 2, или 3, или 4, или 5, или 6, или 7, или 8, или 9, или 10, или 11, или 12, или 13, или 14, или 15, или 16, или 17, или 18, отличающееся тем, что оптическое волокно является одномерным.

20. Оптоволоконное сканирующее устройство, содержащее стационарную часть и подвижную часть, при этом стационарная часть содержит опорный элемент, магнитную систему, включающую первый постоянный магнит и линзовую систему, а подвижная часть включает установленный с возможностью перемещения токопровод и жестко скрепленное с ним оптическое волокно, которое выполняет функцию упругой консоли и закреплено в опорном элементе с возможностью перемещения дистальной части оптического волокна в направлении, приблизительно перпендикулярном собственной оси, торцевая поверхность дистальной части оптического волокна оптически связана с линзовой системой, а токопровод связан с источником управляющего тока, отличающееся тем, что токопровод выполнен в виде по меньшей

RU 2 148 378 C1

мере одного витка провода, охватывающего первый постоянный магнит в области одного из его полюсов, при этом часть оптического волокна размещена в области указанного полюса первого постоянного магнита, а плоскость витка токопровода приблизительно перпендикулярна направлению между полюсами первого постоянного магнита.

21. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.20, отличающееся тем, что первый постоянный магнит снабжен пазом, протяженным в направлении приблизительно параллельном оси оптического волокна, а оптическое волокно размещено в указанном пазу.

22. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.20, отличающееся тем, что магнитная система дополнительно содержит второй постоянный магнит, который обращен к первому постоянному магниту полюсом, противоположным с полюсом первого постоянного магнита, охватывающего токопроводом, при этом указанный полюс второго постоянного магнита размещен вблизи оптического волокна.

23. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.22, отличающееся тем, что постоянные магниты совмещены указанными противоположными полюсами, а оптическое волокно размещено в сквозном отверстии, протяженном в направлении приблизительно параллельном оси оптического волокна, образованном обращенными друг к другу пазами, выполненными в указанных постоянных магнитах со стороны совмещенных полюсов.

24. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.23, отличающееся тем, что токопровод дополнительно охватывает второй постоянный магнит.

25. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.20, или 21, или 22, или 23, или 24, отличающееся тем, что указанная магнитная система имеет форму параллелепипеда.

26. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.20, или 21, или 22, или 23, или 24, или 25, отличающееся тем, что оптическое волокно, опорный элемент, магнитная система и линзовая система являются элементами оптоволоконного зонда, входящего в состав оптоволоконного интерферометра, и размещены в протяженном корпусе, снабженном продольным сквозным отверстием, в котором в продольном направлении размещено упомянутое оптическое волокно, при этом опорный элемент, магнитная система и линзовая система механически соединены с корпусом оптоволоконного зонда.

27. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.26, отличающееся тем, что упомянутый корпус выполнен в виде полого цилиндра.

28. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.26 или 27, отличающееся тем, что вблизи плоскости изображения торцевой поверхности дистальной части оптического волокна размещено выходное окно оптоволоконного зонда.

29. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.28, отличающееся тем, что наружная поверхность выходного окна оптоволоконного зонда расположена на передней границе зоны резкого изображения.

30. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.28 или 29, отличающееся тем, что выходное окно оптоволоконного зонда выполнено в виде плоскопараллельной пластины.

31. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.30, отличающееся тем, что рабочие грани плоскопараллельной пластины скошены под углом, равным нескольким градусам по отношению к направлению распространения падающего на выходное окно пучка оптического излучения.

32. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.30 или 31, отличающееся тем, что внутренняя поверхность плоскопараллельной пластины выполнена просветленной.

33. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.30, или 31, или 32, отличающееся тем, что в продольном отверстии корпуса оптоволоконного зонда между линзовой системой и плоскопараллельной пластиной дополнительно установлена первая призма, по меньшей мере одна рабочая поверхность которой выполнена просветленной.

34. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.28 или 29, отличающееся тем, что выходное окно оптоволоконного зонда выполнено в виде второй призмы.

35. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.34, отличающееся тем, что внутренняя поверхность второй призмы выполнена просветленной.

36. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.28, или 29, или 30, или 31, или 32, или 33, или 34, или 35, отличающееся тем, что выходное окно оптоволоконного зонда замкнуто герметично.

37. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.20, или 21, или 22, или 23, или 24, или 25, или 26, или 27, или 28, или 29, или 30, или 31, или 32, или 33, или 34, или 35, или 36, отличающееся тем, что опорный элемент установлен в проксимальной части продольного отверстия корпуса оптоволоконного зонда, при этом с опорным элементом скреплена проксимальная часть оптического волокна.

38. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.37, отличающееся тем, что токопровод связан с источником управляющего тока через соединенные с ним электроды, закрепленные на опорном элементе.

39. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.20, или 21, или 22, или 23, или 24, или 25, или 26, или 27, или 28, или 29, или 30, или 31, или 32, или 33, или 34, или 35, или 36, или 37, или 38, отличающееся тем, что оптическое волокно является анизотропным.

40. Оптоволоконное сканирующее устройство по п.20, или 21, или 22, или 23, или 24, или 25, или 26, или 27, или 28, или 29, или 30, или 31, или 32, или 33, или 34, или 35, или 36, или 37, или 38, или 39, отличающееся тем, что оптическое волокно является одномодовым.

41. Способ диагностики биотканей in vivo основанный на направлении пучка оптического излучения видимого или ближнего инфракрасного диапазона на исследуемую биоткань с последующим получением изображения исследуемой

биоткани путем отображения интенсивности оптического излучения, обратно рассеянного исследуемой биотканью, которое используют для диагностики, отличающийся тем, что исследуемой биотканью является биоткань, покрытая эпителием, в полученном изображении идентифицируют базальную мембрану биоткани, отделяющей эпителий от подлежащей биоткани, а диагностику осуществляют по состоянию базальной мембраны.

42. Способ диагностики биоткани in vivo по п.41, отличающийся тем, что упомянутой биотканью является биоткань, устилающая поверхность полостей и внутренних органов пациента, а при направлении пучка оптического излучения на упомянутую биоткань в исследуемую полость пациента вводят миниатюрный оптоволоконный зонд, через который от проксимального конца к его дистальному концу направляют упомянутый пучок оптического излучения, и осуществляют сканирование упомянутого пучка оптического излучения по исследуемой поверхности по заданному закону.

43. Способ диагностики по п.42,

отличающийся тем, что при введении в исследуемую полость пациента миниатюрного оптоволоконного зонда последний размещают в инструментальном канале эндоскопа.

44. Способ диагностики по п.41, или 42, или 43, отличающийся тем, что в качестве пучка оптического излучения используют пучок низкокогерентного оптического излучения, который разделяют на два пучка, пучок, направляемый на упомянутую биоткань, является первым пучком, а второй пучок направляют на референтное зеркало, изменяя при этом по заданному закону разность оптических длин путей для первого и второго пучков по меньшей мере на несколько десятков длин волн оптического излучения, смешивают излучение, обратно рассеянное упомянутой биотканью, и излучение, отраженное от референтного зеркала, а для отображения интенсивности оптического излучения, обратно рассеянного упомянутой биотканью, используют сигнал интерференционной модуляции интенсивности оптического излучения, являющегося результатом указанного смещения.

25

30

35

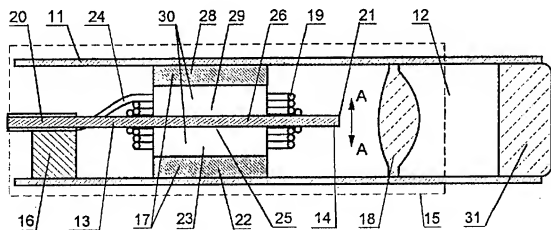
40

45

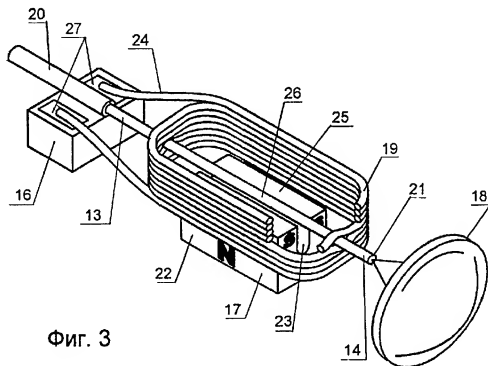
50

55

60

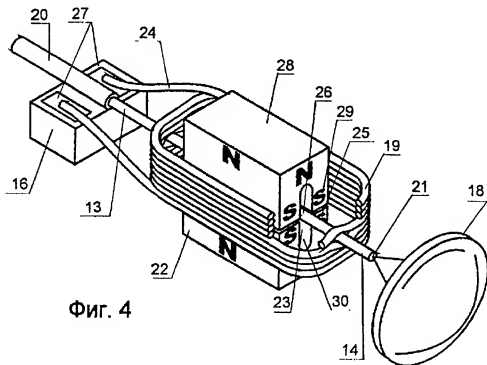


Фиг. 2

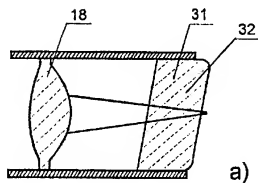


Фиг. 3

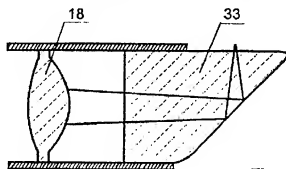
RU 2148378 C1



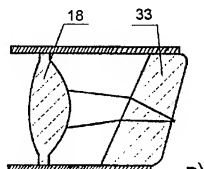
Фиг. 4



а)



б)

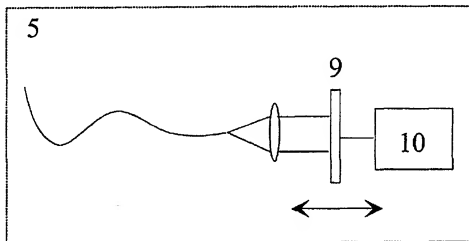


в)

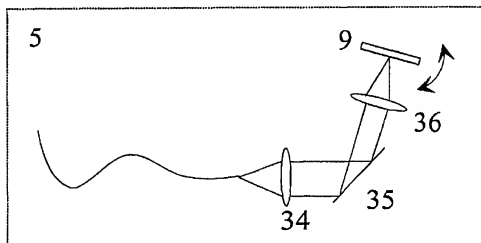
Фиг. 5

RU 2148378 C1

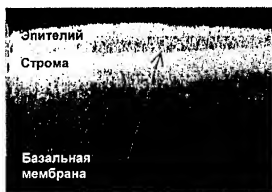
RU 2148378 C1



Фиг. 6 а



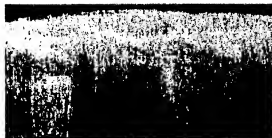
Фиг. 6 б



Фиг. 7а



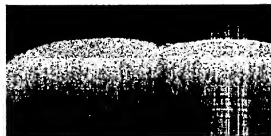
Фиг. 7б



Фиг. 7в



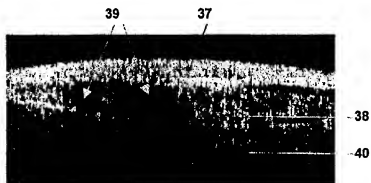
Фиг. 7г



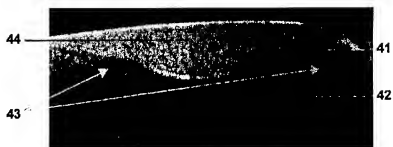
Фиг. 7д

RU 2148378 C1

RU 2148378 C1



Фиг. 8 а



Фиг. 8 б

RU 2 1 4 8 3 7 8 C 1

RU 2 1 4 8 3 7 8 C 1